

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 0 月 2 日
Date of Application:

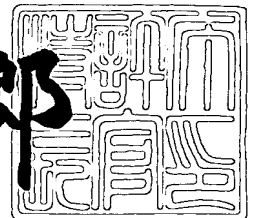
出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 8 9 8 6 9
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 2 8 9 8 6 9]

出 願 人 株式会社島津製作所
Applicant(s):

2 0 0 3 年 7 月 1 0 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 5 5 9 2 7

【書類名】 特許願

【整理番号】 K1020278

【提出日】 平成14年10月 2日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/02

【発明者】

 【住所又は居所】 京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所
 内

 【氏名】 及川 四郎

【特許出願人】

 【識別番号】 000001993

 【氏名又は名称】 株式会社島津製作所

【代理人】

 【識別番号】 100093056

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 杉谷 勉

 【電話番号】 06-6363-3573

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 045768

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 断層撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 電磁波を被検体に照射する照射源と、前記被検体に照射されて透過された前記電磁波を検出する検出手段と、前記照射源および検出手段を一体に走査させる走査手段と、前記走査手段によって走査した検出手段の各位置でそれぞれ検出される投影データの一群より 3 次元の断層画像を取得する画像処理部とを備えた断層撮影装置であって、前記被検体の関心部位を通る断層軸に対して、前記照射源・検出手段を結ぶ照射軸が所定の角度で傾斜されるように、照射源および検出手段を配設し、前記走査手段は、照射源および検出手段を前記断層軸心周りに一体に回転させる主走査回転手段と、前記断層軸にほぼ直交する軸の 1 つである走査中心軸心周りに、前記被検体に対して相対的に照射源および検出手段を一体に回転させる従走査回転手段とを備えることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の断層撮影装置において、前記走査手段は、前記照射源を囲む照射源用筐体および前記検出手段を囲む検出手段用筐体を備え、前記主走査回転手段は、前記各筐体の照射源および検出手段を前記断層軸心周りにそれぞれ一体に回転させることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 3】 請求項 1 または請求項 2 に記載の断層撮影装置において、前記走査手段は、前記照射源および検出手段を囲む走査用筐体を備え、前記従走査回転手段は、前記走査用筐体の照射源および検出手段を前記走査中心軸心周りに一体に回転させることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 4】 請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の断層撮影装置において、前記断層軸心周りの主走査における回転が、前記走査中心軸周りの従走査における回転よりも高速であることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 5】 請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の断層撮影装置において、前記断層軸と、前記照射源・検出手段を結ぶ照射軸とのなす角度であるラミノ角を α としたときに、前記走査中心軸周りの従走査における回転範囲が、少なくとも $\pi - 2\alpha$ 以上であることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 6】 請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の断層撮影装置において、前記従走査における走査中心軸は水平軸であって、前記主走査における断層軸は鉛直面にあることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 7】 請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の断層撮影装置において、前記従走査における走査中心軸は鉛直軸であって、前記主走査における断層軸は水平面にあることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 8】 請求項 7 に記載の断層撮影装置において、前記従走査回転手段は、天井面に対して鉛直軸心周りに前記照射源および検出手段を一体に回転させることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 9】 請求項 7 に記載の断層撮影装置において、前記従走査回転手段は、床面に対して鉛直軸心周りに前記被検体を回転させることを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 1 0】 請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の断層撮影装置において、前記主走査回転手段によって断層軸心周りに一体に回転する前記照射源・検出手段の 1 回転に要する時間が 0. 1 秒以下になるように、前記走査手段を構成することを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 1 1】 請求項 1 から請求項 1 0 のいずれかに記載の断層撮影装置において、前記従走査回転手段によって走査中心軸心周りに一体に回転する前記照射源・検出手段の半回転に要する時間が 5 秒以下になるように、前記走査手段を構成することを特徴とする断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

この発明は、医療分野や、非破壊検査、R I (Radio isotope) 検査、および光学検査などの工業分野などに用いられる断層撮影装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来、この種の装置として、一端に X 線管、他端にイメージインテンシファイア（以下、『I. I』と適宜略記する）を支持する C 型アームを備えたものがあ

り、被検体の体軸、すなわち走査中心軸の軸心周りにC型アームが回転することで、X線管およびI. Iが被検体の周りをとともに一体回転走査して被検体の断層画像を得る（例えば、特許文献1参照。）。

【0003】

【特許文献1】

特開2001-45374号公報（第3頁、図1）

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した特許文献1の場合には、以下のような問題がある。図5を参照して説明する。ここで、図5中の符号101はC型アーム、102はX線管、103はイメージインテンシファイア（I. I）、Mは被検体である。C型アーム101が被検体Mの体軸（図5中のy軸）の軸心周りに回転する際に、C型アーム101の長さの範囲内で回転して送られる。このように、C型アーム101の長さの範囲内にX線管102およびI. I 103の動作が制限されるので、C型アーム101を連続して走査中心軸（体軸）の軸心周りに1回転させることができない。そこで、被検体M全体の断層画像を得るべく、X線管102およびI. I 103を、断層軸（図5中のz軸）の軸心周りに回転させている。ここで、断層軸とは、走査中心軸とは平行でない別の軸であって、被検体Mの関心部位を通る軸のことをいう。なお、断層軸に対して、X線管102およびI. I 103を結ぶX線のビーム中心が所定の角度 α （以下、この角度 α を『ラミノ角』と呼ぶ）で傾斜されるように、X線管102およびI. I 103は支持されている。また、通常は、走査中心軸と断層軸とは、互いにほぼ直交するように設定される。

【0005】

なお、X線管102およびI. I 103を支持しているC型アーム101は、送る分の長さが必要で、その分だけ重くなるので、実際には、X線管102およびI. I 103を直接的には断層軸の軸心周りに回転させていない。実際には、X線管102およびI. I 103を支持しているC型アーム101をアーム軸（図5中のx軸）の軸心周りに回転させるとともに、X線管102およびI. I 1

03を被検体Mの体軸（走査中心軸）の軸心周りに回転させることで、X線管102およびI. I103を間接的に断層軸の軸心周りに回転させている。ここで、アーム軸とは、走査中心軸に対してほぼ垂直で、かつ断層軸に対してもほぼ垂直の軸をいう。

【0006】

このように2つの軸（走査中心軸、アーム軸）を回転させているので、X線管102およびI. I103を断層軸心の軸心周りに回転させると断層軸方向の分解能が、他の軸（例えば走査中心軸）の方向の分解能と比較して悪くなるという問題がある。これは、この発明における主走査のみに相当し、断層軸方向に空間分解能が劣ることで異方的空間分解能となるからである。また、C型アームの構造上から高速な走査は不可能である。

【0007】

一方、従来のX線CT装置においては、0.5秒／回転程度の連続らせん走査ができるように進化しているが、心臓のような動きの速い臓器の撮像には未だ不十分であり、同一断層面での多数回の回転中にECG同期データを、多数の角度方向から収集して、合成により心臓の静止再構成画像を得ている。また、単純ならせん走査の限界により、等方的空間分解能の実現は不可能である。

【0008】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、高速な走査に加え、断層軸方向の分解能を向上させ、等方空間分解能の3次元断層画像を取得することができる断層撮影装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

この発明者は、上記の問題を解決するために鋭意研究した結果、次のような知見を得た。

すなわち、この発明者は、X線CT（Computed Tomography）の分野に着目してみた。近年、CTの分野では、4DCT（4次元CT）の概念が喧伝されている。これは被検体の3次元構造収集のみならず、その時間変化を把握する試みであり、具体的には心臓の動画断層画像についての撮影の試みとして検討されてい

る。

【0010】

X線CT装置の場合には、図6(a)の側面図に示すように、X線管と検出器とはガントリ201内で被検体Mの断層軸202の軸心周りに回転される。かかる場合には、被検体Mの体軸は、断層軸202に平行となり、断層軸202と、X線管および検出器を結ぶX線のビーム中心とのなす角度であるラミノ角が 90° となる。そこで、この発明者は、X線CTから着想を得て、図6(b)の平面図に示すように、ラミノ角を 90° 以外の角度に変更して、X線管のような照射源および検出手段の回転半径を小さくして、断層軸心周りに一体に回転させることで、例えば0.1秒/回転のような高速回転の主走査を実現することができることに想到した。また、被検体に対して前記主走査構造体を一体に回転させる従走査を加えることにより、等方空間分解能の再構成像が得られることに想到した。このような知見に基づくこの発明は、次のような構成をとる。

【0011】

すなわち、請求項1に記載の発明は、電磁波を被検体に照射する照射源と、前記被検体に照射されて透過された前記電磁波を検出する検出手段と、前記照射源および検出手段を一体に走査させる走査手段と、前記走査手段によって走査した検出手段の各位置でそれぞれ検出される投影データの一群より3次元の断層画像を取得する画像処理部とを備えた断層撮影装置であって、前記被検体の関心部位を通る断層軸に対して、前記照射源・検出手段を結ぶ照射軸が所定の角度で傾斜されるように、照射源および検出手段を配設し、前記走査手段は、照射源および検出手段を前記断層軸心周りに一体に回転させる主走査回転手段と、前記断層軸にほぼ直交する軸の1つである走査中心軸心周りに、前記被検体に対して相対的に照射源および検出手段を一体に回転させる従走査回転手段とを備えることを特徴とするものである。

【0012】

〔作用・効果〕請求項1に記載の発明によれば、照射源および検出手段を断層軸心周りに一体に回転させる主走査回転手段を備えているので、従来のように断層軸以外の軸で照射源および検出手段を回転させず、直接的に断層軸心周りに回

転させることができる。これによって、高速な主走査を実現することができる。
また、断層軸にほぼ直交する軸の1つである走査中心軸心周りに、被検体に対して相対的に照射源および検出手段を一体に回転させる従走査回転手段を備えているので、従走査に主走査を加えることで、等方空間分解能の3次元断層画像を取得することができる。

【0013】

また、走査手段は、照射源を囲む照射源用筐体および検出手段を囲む検出手段用筐体を備え、主走査回転手段は、各筐体の照射源および検出手段を前記断層軸心周りにそれぞれ一体に回転させてもよい（請求項2に記載の発明）し、走査手段は、照射源および検出手段を囲む走査用筐体を備え、従走査回転手段は、走査用筐体の照射源および検出手段を走査中心軸心周りに一体に回転させてもよい（請求項3に記載の発明）。なお、各筐体の照射源および検出手段を断層軸心周りに回転させるには、筐体ごと断層軸心周りに回転させることで照射源および検出手段を断層軸心周りに回転させてもよいし、筐体を固定した状態で筐体内の照射源および検出手段を断層軸心周りに回転させてもよい。

【0014】

また、後述するラミノ角は 45° 以下に通常において設定されることが多いので、断層軸に対してラミノ角で傾斜される照射源および検出手段が配設されたとき、断層軸心周りの主走査における回転が、走査中心軸周りの従走査における回転よりも高速となる（請求項4に記載の発明）。

【0015】

また、断層軸と、照射源・検出手段を結ぶ照射軸とのなす角度であるラミノ角を α としたときに、走査中心軸周りの従走査における回転範囲を、少なくとも $\pi - 2\alpha$ 以上とすること（請求項5に記載の発明）で、走査中心軸周りの従走査における回転範囲を、 2π （1回転）に設定しなくても、主走査の回転も加わるので、設定された範囲内で等方空間分解能の3次元断層画像を取得することができる。

【0016】

また、従走査における走査中心軸の方向、および主走査における断層軸の方向

については、特に限定されない。通常の断層撮影装置では、請求項6～請求項9に記載の発明のように水平軸または鉛直軸方向に設定される。

【0017】

例えば、従走査における走査中心軸は水平軸であって、主走査における断層軸は鉛直面にあってもよい（請求項6に記載の発明）し、従走査における走査中心軸は鉛直軸であって、主走査における断層軸は水平面にあってもよい（請求項7に記載の発明）。

【0018】

後者（請求項7に記載の発明）の場合には、従走査回転手段は、天井面に対して鉛直軸心周りに照射源および検出手段を一体に回転させてもよい（請求項8に記載の発明）し、従走査回転手段は、床面に対して鉛直軸心周りに前記被検体を回転させてもよい（請求項9に記載の発明）。

【0019】

また、主走査回転手段によって断層軸心周りに一体に回転する照射源・検出手段の1回転に要する時間が0.1秒以下になるように、走査手段を構成する（請求項10に記載の発明）ことで、例えば心臓の動画断層画像のように、断層画像の時間変化を把握することができる。例えば、断層軸と、照射源および検出手段を結ぶ照射軸とのなす角度であるラミノ角を小さくすることで、断層軸心周りに一体に回転する照射源・検出手段の1回転に要する時間を短縮することができる。

【0020】

また、従走査回転手段によって走査中心軸心周りに一体に回転する前記照射源・検出手段の半回転に要する時間が5秒以下になるように、前記走査手段を構成する（請求項11に記載の発明）ことで、例えば被検体が患者の場合には患者が息を止めることができる時間や体動が生じない程度の時間が5秒以下であるので、息を止めている間もしくは体動が生じない間に、照射源・検出手段は走査中心軸心周りに一体に半回転することができる。従って、ズレの少ない断層画像を取得することができる。

【0021】

請求項 5、請求項 10、および請求項 11 に記載の発明について、図 7 を参照してより具体的に説明する。図 7 は、心臓部位の等方的分解能の 3 次元断層画像収集の説明に供する説明図であって、図 7 (a) は、フーリエ空間での収集データ分布図、図 7 (b) は、データ収集タイミングチャートである。また、簡略に説明するためにラミノ角 α を 15° とする。図 7 (b) に示すように、照射源・検出手段の 1 回転に要する時間が 0.1 秒 (0.1 秒/回転) の主走査に重畳して緩やかな従走査が、被検体の走査中心軸周りに $150^\circ (=180^\circ - 2 \times 15^\circ)$ にわたり、照射源・検出手段の半回転に要する時間の 5 秒 (10 秒/回転) 間で行われる。

【0022】

心臓のモーションアーティファクトのない 3 次元断層画像の収集のために、図 7 (b) に示すように、収集は心電図 (ECG) 波形に同期して行われる。主走査 1 回転で得られるデータのフーリエ空間分布は、図 7 (a) 中のハッチング (斜線) 部分に示すように、 $30^\circ (=2 \times \alpha)$ の範囲であり、フーリエ空間全体を満たす収集、すなわち等方的空間分解能の 3 次元断層画像を得るために必要なデータの収集のためには、従走査の 30° ごとに 6 回の主走査収集を行えばよいことが、図 7 からわかる。

【0023】

より具体的には、図 7 (b) のタイミングチャートにも示すように、ECG の α 波から所定の遅延時刻に連続高速回転している主走査の 1 回転期間中に被検体の透過 X 線像収集を行い、これを 30° ごとの時間に ECG に同期して合計 6 回行うことになる。なお、実際には、主走査は、図 7 (b) 中の黒塗り部分の時間 (0.1 秒) のみ回転しているわけではなく、従走査の 5 秒間に回転し続けており、その黒塗り部分の時間 (0.1 秒) のみ照射源から電磁波 (この場合 X 線) が照射している。

【0024】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照してこの発明の一実施例を説明する。

図 1 は、本実施例に係る断層撮影装置の概略構成を示した斜視図、図 2 は、本

実施例に係る断層撮影装置のX線管フレームおよびフラットパネル型検出器（以下、『F P D』と適宜略記する）フレームの右側面図である。

【0025】

本実施例装置は、図1に示すように、被検体Mを載置する天板1、基台2、および走査フレーム3から構成される。天板1は、昇降可能で、かつ、図1に示すように、被検体Mの体軸方向（図1、図2中のy軸）に沿って移動可能にそれぞれ構成されている。基台2は、床面に取り付けられて固定されている。走査フレーム3は、基台2に取り付けられて被検体Mの体軸の軸心周りの回転を除いて固定されており、図1、図2に示すように『コの字』状に構成されている。また、本実施例では、被検体Mの体軸は走査中心軸Aであって、水平軸でもある。

【0026】

基台2の側面には、図1に示すように、走査中心軸（体軸）心周りに回転する回転テーブル4が配設されており、この回転テーブル4と走査フレーム3とが、支持部材5を介して連結されている。また、走査フレーム3には、図2に示すように、X線管フレーム6およびフラットパネル型検出器（F P D）フレーム7が内蔵されており、X線管フレーム6はX線管8を、F P Dフレーム7は、フラットパネル型検出器（F P D）9をそれぞれ囲むように構成されている。

【0027】

このように構成することで、走査フレーム3は、被検体Mの体軸の軸心周り、すなわち走査中心軸心周りに回転し、さらに走査フレーム3上のX線管フレーム6、F P Dフレーム7上でX線管8およびF P D9が、断層軸周りに回転する。走査フレーム3は、この発明における走査用筐体に、X線管フレーム6は、この発明における照射源用筐体に、F P Dフレーム7は、この発明における検出手段用筐体に、X線管8は、この発明における照射源に、フラットパネル型検出器（F P D）9は、この発明における検出手段にそれぞれ相当する。

【0028】

各フレーム3、6、7の具体的構成について、図2を参照して説明する。走査フレーム3内には、X線管フレーム6、F P Dフレーム7の他に、回転駆動モータ10、回転駆動軸11、およびギヤや軸受6a、7aなどが内蔵されている。

回転駆動モータ 10 と回転駆動軸 11 とは、ギヤを介して互いに連結されており、回転駆動軸 11 と X 線管フレーム 6 とは、ギヤや、断層軸 B（図 1，図 2 中の z 軸）に平行な軸心周りに円環状に構成された軸受 6 a を介して、回転駆動軸 11 と FPD フレーム 7 とは、ギヤや、断層軸 B に平行な軸心周りに円環状に構成された軸受 7 a を介して、それぞれ互いに連結されている。また、軸受 6 a は X 線管フレーム 6 の面に、軸受 7 a は FPD フレーム 7 の面にそれぞれ接合されている。つまり、回転駆動モータ 10 に連結される回転駆動軸 11 に X 線管フレーム 6 と FPD フレーム 7 とが連結されて構成されることになる。また、本実施例では、断層軸 B は、図 1，図 2 に示すように鉛直軸であって、被検体 M の関心部位を通る。また、断層軸 B は走査中心軸 A に直交する。

【0029】

また、X 線管 8 から照射される X 線は、図 2 に示すように、所定角度分開いた、いわゆる『コーンビーム』形状であって、X 線管 8 および FPD 9 を断層軸心周りに回転させても、その X 線のビーム中心 R が被検体 M の関心領域のほぼ中心位置 P を常に通るように、X 線管 8 および FPD 9 は設定される。また、断層軸 B に対してビーム中心 R がラミノ角 α で傾斜されるように X 線管 8 および FPD 9 は配設される。本実施例では、このラミノ角 α は約 20° である。ビーム中心 R は、この発明における照射軸に相当する。

【0030】

このように構成することで、各フレーム 6，7 ごと断層軸心周りに回転させることができ、各フレーム 6，7 が回転することで各フレーム 6，7 上で X 線管 8 および FPD 9 を断層軸心周りにそれぞれ一体に回転させることができる。

【0031】

なお、これら各フレーム 3，6，7 を走査中心軸 A もしくは断層軸 B の軸心周りに回転させる際に、X 線管 8 や FPD 9 に接続するケーブルがこれらの回転によって絡まるのを防止するために、本実施例装置ではスリップリング機構を採用している。

【0032】

なお、本明細書中では、断層軸心周りの回転による X 線管 8・FPD 9 の走査

を『主走査』、走査中心軸心周りの回転によるX線管8・FPD9の走査を『従走査』とそれぞれ定義づける。従って、断層軸心周りにX線管8・FPD9を回転させる回転駆動モータ10は、主走査回転手段に、走査中心軸心周りにX線管8・FPD9を回転させる回転テーブル4は、従走査回転手段にそれぞれ相当する。また、回転テーブル4、および回転駆動モータ10を有する走査フレーム3は、この発明における走査手段に相当する。

【0033】

上述した本実施例に係る断層撮影装置によれば、X線管8およびFPD9を断層軸Bの軸心周りに一体に回転させる回転駆動モータ10を備えているので、従来のように断層軸B以外の軸でX線管8およびFPD9を回転させず、直接的に断層軸心周りに回転させることができる。これによって、高速な主走査を実現することができる。また、断層軸Bに直交する軸の1つである走査中心軸Aの軸心周りに、被検体Mに対して相対的にX線管6およびFPD9を一体に回転させる回転テーブル4を備えているので、回転テーブル4による従走査に、回転駆動モータ10による主走査を加えることで、等方空間分解能の3次元断層画像を取得することができる。

【0034】

また、本実施例装置の場合には、X線管8を囲むX線管フレーム6およびFPD9を囲むFPDフレーム7を備え、回転駆動モータ10は、各フレーム6、7上でX線管8およびFPD9を断層軸心周りにそれぞれ一体に回転させている。また、本実施例装置の場合には、X線管8およびFPD9を囲む走査フレーム3を備え、回転テーブル4は、走査フレーム3上でX線管8およびFPD9を走査中心軸心周りに一体に回転させている。より具体的に説明すると、図1に示すように、走査フレーム3ごと走査中心軸心周りに回転させることで、X線管フレーム6およびFPDフレーム7を走査中心軸心周りに回転させ、X線管フレーム6およびFPDフレーム7ごとそれぞれに断層軸心周りに回転させることで、X線管フレーム6内のX線管8、およびFPDフレーム7内のFPD9を断層軸心周りにそれぞれ回転させている。

【0035】

また、本実施例装置の場合には、ラミノ角が 20° と、 45° 以下に設定されているので、断層軸心周りの主走査における回転が、走査中心軸周りの従走査における回転よりも高速となる。

【0036】

また、ラミノ角を α としたときに、走査中心軸周りの従走査における回転範囲を、少なくとも $\pi - 2\alpha$ 以上とすることで、走査中心軸周りの従走査における回転範囲を、 2π （1回転）に設定しなくても、主走査の回転も加わるので、設定された範囲内で3次元の断層画像を取得することができる。

【0037】

また、本実施例の場合には、従走査における走査中心軸Aは水平軸であって、主走査における断層軸Bは鉛直軸である。

【0038】

また、例えばラミノ角 α を小さくすることで、断層軸心周りに一体に回転するX線管8・FPD9の1回転に要する時間を短縮することができる。これによって、例えば断層軸心周りに一体に回転するX線管8・FPD9の1回転に要する時間が0.1秒以下になるように設定することができ、例えば心臓の動画断層画像のように、断層画像の時間変化を把握することができる。

【0039】

また、例えばX線管8・FPD9間の距離を短くすることで、走査中心軸心周りに一体に回転するX線管8・FPD9の1回転に要する時間を短縮することができる。これによって、例えば走査中心軸心周りに一体に回転するX線管8・FPD9の半回転に要する時間が5秒以下になるように設定することができ、例えば被検体Mが患者の場合には、患者が息を止めることができる時間や体動が生じない程度の時間が5秒以下であるので、息を止めている間もしくは体動が生じない間に、X線管8・FPD9は走査中心軸心周りに一体に半回転することができる。従って、ズレの少ない断層画像を取得することができる。

【0040】

また、本実施例の場合、走査フレーム3は、図2に示すように、『コの字』状に構成されているので、X線CT装置におけるガントリのように被検体は閉塞感

を感じることなく撮影を受けることができるという効果をも奏する。

【0041】

この発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

【0042】

(1) 上述した本実施例では、X線などに代表される放射線を検出して、その放射線から断層画像を取得するものであったが、放射線以外にも、電磁波であれば特に限定されない。例えば光を検出して、その光から断層画像を取得するものであってもよい。この場合には、フラットパネル型検出器 (FPD) は、光の入射によりキャリアが生成される光応答型の検出器となる。

【0043】

(2) 上述した本実施例では、この発明における検出手段は、フラットパネル型検出器 (FPD) であったが、電磁波を検出する手段であれば、特に限定されない。例えば検出手段は、イメージインテンシファイア (I. I) であってもよい。

【0044】

(3) 上述した本実施例では、この発明における照射源はX線を照射するX線管8であったが、電磁波を照射する手段であれば、特に限定されない。例えば照射源は、光を照射する手段であってもよい。

【0045】

(4) 上述した本実施例では、走査フレーム3は、被検体Mの体軸の軸心周り、すなわち走査中心軸心周りに回転し、さらに走査フレーム3上のX線管フレーム6、FPDフレーム7上のX線管8およびFPD9が、走査中心軸心周りに回転するというように、各フレーム3、6、7は筐体で構成されていたが、この発明における照射源に相当するX線管8、およびこの発明における検出手段に相当するFPD9を、断層軸心周りに一体に回転させ、走査中心軸心周りに被検体Mに対して相対的に一体に回転させる構成のものであれば、筐体に限定されない。

【0046】

例えば、本実施例では走査フレーム3を走査中心軸周りに回転させることで、

走査フレーム 3 内の X 線管フレーム 6、FPD フレーム 7、さらには各フレーム 6、7 内の X 線管 8 および FPD 9 が走査中心軸心周りに回転したが、X 線管フレーム 6、FPD フレーム 7 を走査フレーム 3 で囲わずに、独立してそれぞれ備え、走査中心軸心周りに被検体 M に対して相対的に一体に回転させるときに被検体 M のみを走査中心軸心周りに回転させ、X 線管フレーム 6、FPD フレーム 7 を固定してもよい。

【0047】

また、同様に、X 線管フレーム 6、FPD フレーム 7 を走査フレーム 3 で囲わずに、独立してそれぞれ備え、走査中心軸心周りに被検体 M に対して相対的に一体に回転させるときに、X 線管フレーム 6、FPD フレーム 7 が連動して走査中心軸心周りに回転するように構成してもよい。もちろん、このとき、被検体 M も走査中心軸心周りに回転してもよい。

【0048】

また、本実施例では、各フレーム 6、7 の X 線管 8 および FPD 9 を断層軸心周りにそれぞれ一体に回転させることで、X 線管 8 および FPD 9 が直接的に断層軸心周りに一体に回転したが、直接的に断層軸心周りに一体に回転することができる構成のものであれば、筐体のようなフレーム 6、7 で構成される必要はない。

【0049】

(5) 上述した本実施例では、X 線管フレーム 6 内の X 線管 8、FPD フレーム 7 内の FPD 9 を断層軸心周りにそれぞれ回転させるのに、各フレーム 6、7 ごと断層軸心周りに回転させて行ったが、各フレーム 6、7 を固定した状態で各フレーム 6、7 内の X 線管 8、FPD 9 を断層軸心周りに回転させてもよい。

【0050】

(6) 上述した本実施例では、走査中心軸 A は水平軸、断層軸 B は鉛直軸と、走査中心軸 A は断層軸 B に直交していたが、必ずしも完全に直交する必要はなく、ほぼ直交状態であってもよい。

【0051】

また、従走査における走査中心軸 A の方向、および主走査における断層軸 B の

方向については、本実施例のような方向（図 1 参照）に限定されない。例えば、図 3，図 4 に示すように、従走査における走査中心軸 A は鉛直軸であってもよいし、主走査における断層軸 B は水平軸であってもよい。図 3 は、変形例に係る断層撮影装置の概略構成を示した斜視図であって、天井面に対して鉛直軸心周りに照射源（X 線管 8）および検出手段（FPD 9）を一体に回転させた場合で、図 4 は、さらなる変形例に係る断層撮影装置の概略構成を示した斜視図であって、床面に対して鉛直軸心周りに被検体 M を回転させた場合である。図 3，図 4 の場合には、被検体 M は立位姿勢となっており、図 1 に示すような天板が必要はないが、図 4 に示すように、被検体 M を回転テーブル 4 上に載置して、回転させる場合には、支持棒を立設して、その支持棒に被検体 M がつかまるようにすればよい。

【0052】

図 3 の場合には、基台 2 が天井面に固定されており、基台 2 の下面に配設された回転テーブル 4 を鉛直軸（走査中心軸 A）の軸心周りに回転させることで、支持部材 5 を介して、走査フレーム 3 が天井面に対して走査中心軸心周りに回転し、走査フレーム 3 内の X 線管フレーム 6，FPD フレーム 7、さらには各フレーム 6，7 内の X 線管 8 および FPD 9 が天井面に対して走査中心軸心周りに回転する。一方、各フレーム 6，7 上で X 線管 8 および FPD 9 を水平軸（断層軸 B）の軸心周りにそれぞれ一体に回転させることで、X 線管 8 および FPD 9 が断層軸心周りに一体に回転する。

【0053】

図 4 の場合には、基台 2 が床面に固定されており、基台 2 の上面に配設された回転テーブル 4 を鉛直軸（走査中心軸 A）の軸心周りに回転させ、その回転テーブル 4 に被検体 M を載置することで、走査フレーム 3 は固定したままで、被検体 M が床面に対して走査中心軸心周りに回転する。すなわち、被検体 M に対して相対的に、走査フレーム 3 内の X 線管フレーム 6，FPD フレーム 7、さらには各フレーム 6，7 内の X 線管 8 および FPD 9 が走査中心軸心周りに回転することになる。一方、各フレーム 6，7 上で X 線管 8 および FPD 9 を水平軸（断層軸 B）の軸心周りにそれぞれ一体に回転させることで、X 線管 8 および FPD 9 が

断層軸心周りに一体に回転する。なお、図4の場合には、走査フレーム3を固定させるために、支持部材5は回転テーブル4以外の固定した箇所で、基台2の上面に配設される。

【0054】

上述した変形例以外に、断層軸Bにはほぼ直交する軸の1つに走査中心軸Aがあれば、もちろん、走査中心軸Aや断層軸Bは、鉛直軸や水平軸に限定されず、斜め方向であってもよい。

【0055】

【発明の効果】

以上の説明から明らかなように、この発明によれば、照射源および検出手段を断層軸心周りに一体に回転させる主走査回転手段と、被検体に対して相対的に照射源および検出手段を一体に回転させる従走査回転手段とを備えているので、高速な走査に加え、等方的空間分解能の3次元断層画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本実施例に係る断層撮影装置の概略構成を示した斜視図である。

【図2】

本実施例に係る断層撮影装置のX線管フレームおよびフラットパネル型検出器(FPD)フレームの右側面図である。

【図3】

変形例に係る断層撮影装置の概略構成を示した斜視図である。

【図4】

さらなる変形例に係る断層撮影装置の概略構成を示した斜視図である。

【図5】

従来の断層撮影装置の概略図である。

【図6】

この発明に想到するに至った知見に関する装置の概略図であって、(a)は、X線CT装置の側面図であって、(b)は、断層撮影装置の正面図である。

【図7】

心臓部位の等方的分解能の 3 次元断層画像収集の説明に供する説明図であって、（a）は、フーリエ空間での収集データ分布図であって、（b）は、データ収集タイミングチャートである。

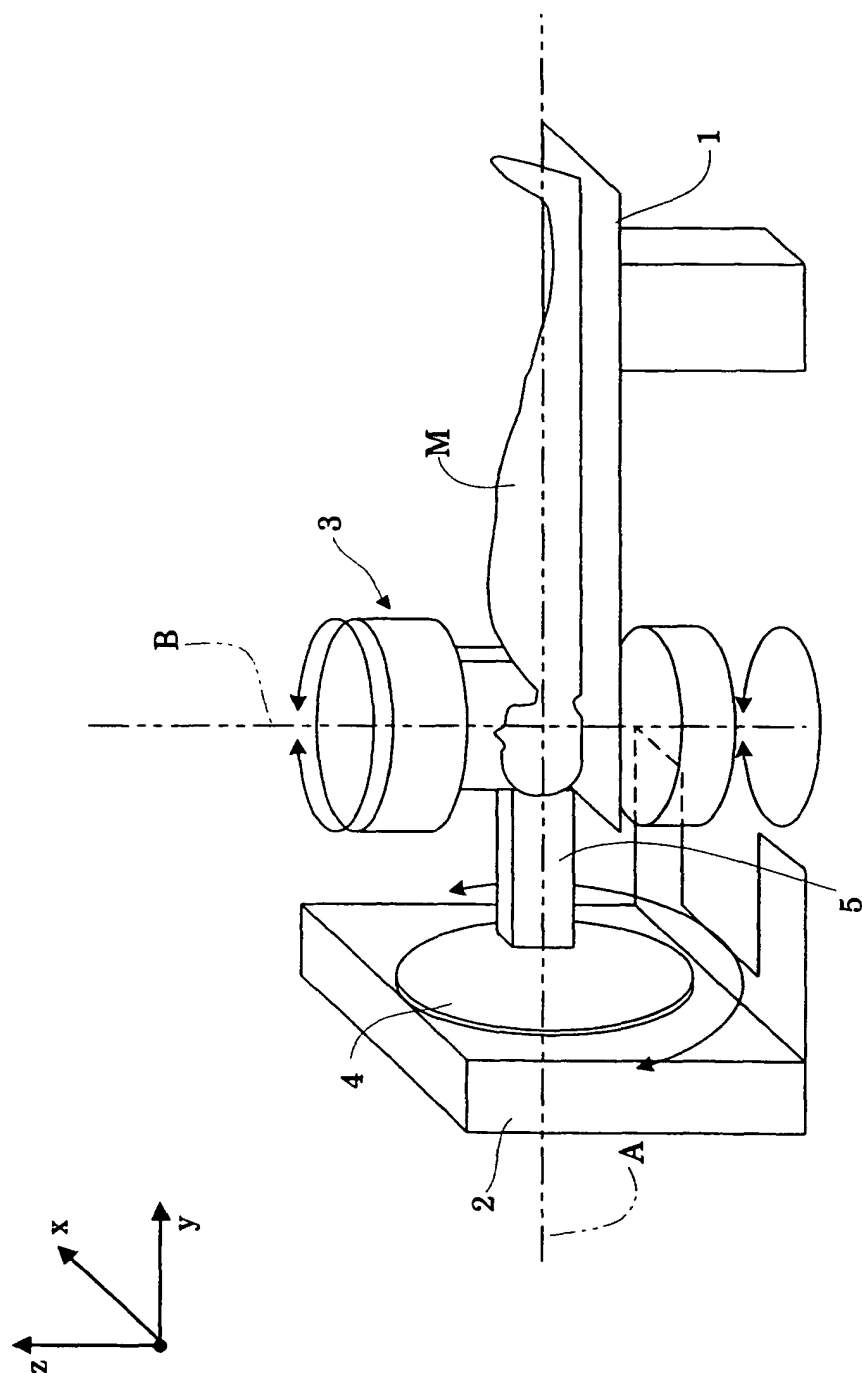
【符号の説明】

- 3 … 走査フレーム
- 4 … 回転テーブル
- 6 … X線管フレーム
- 7 … フラットパネル型検出器（F P D）フレーム
- 8 … X線管
- 9 … フラットパネル型検出器（F P D）
- 1 0 … 回転駆動モータ
- 1 1 … 回転駆動軸
- M … 被検体
- A … 走査中心軸
- B … 断層軸
- α … ラミノ角
- R … ビーム中心

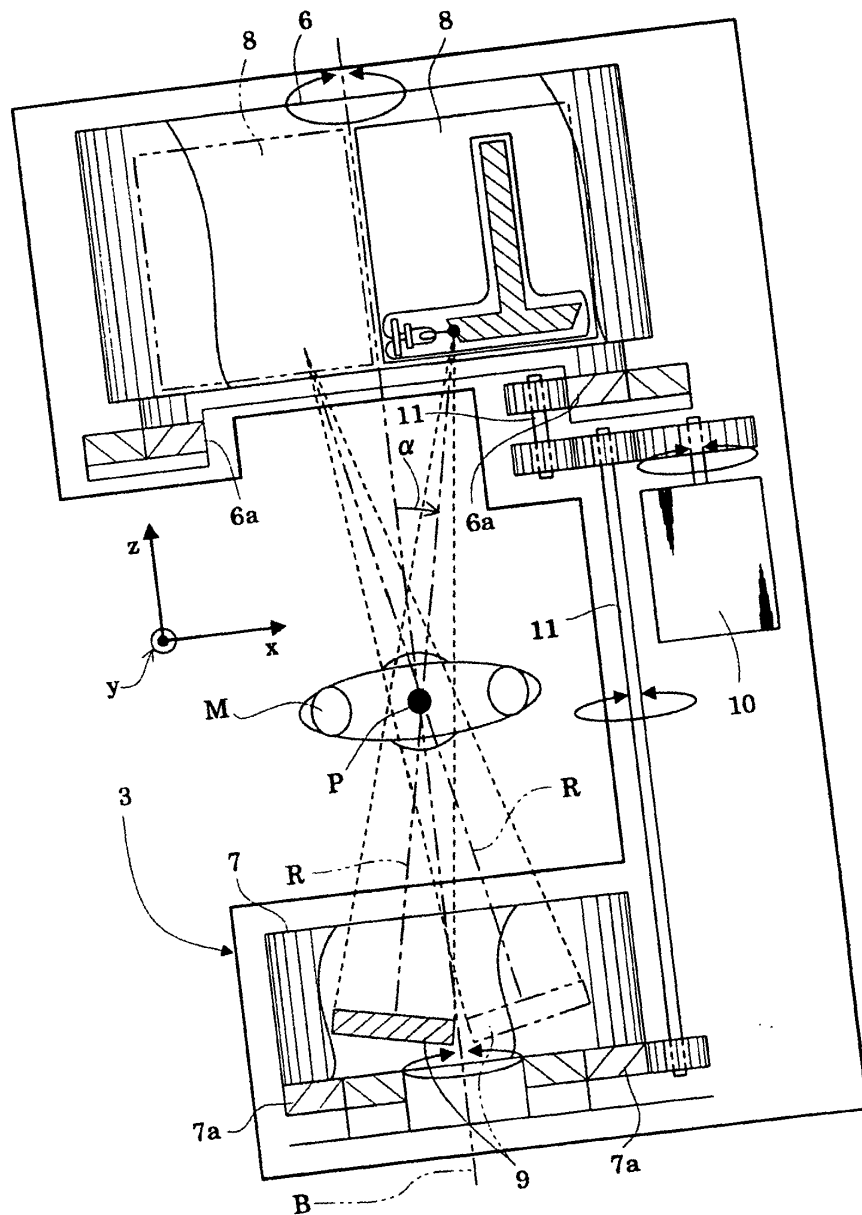
【書類名】

図面

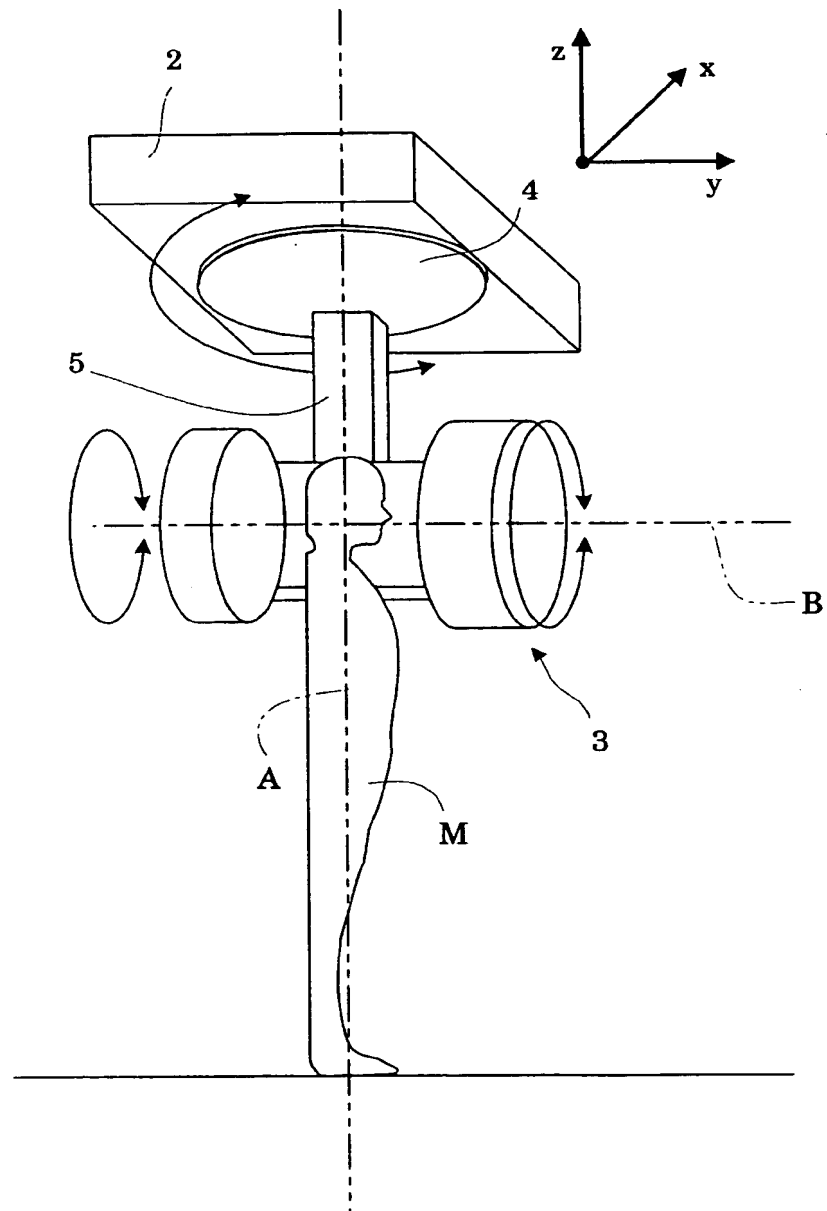
【図 1】



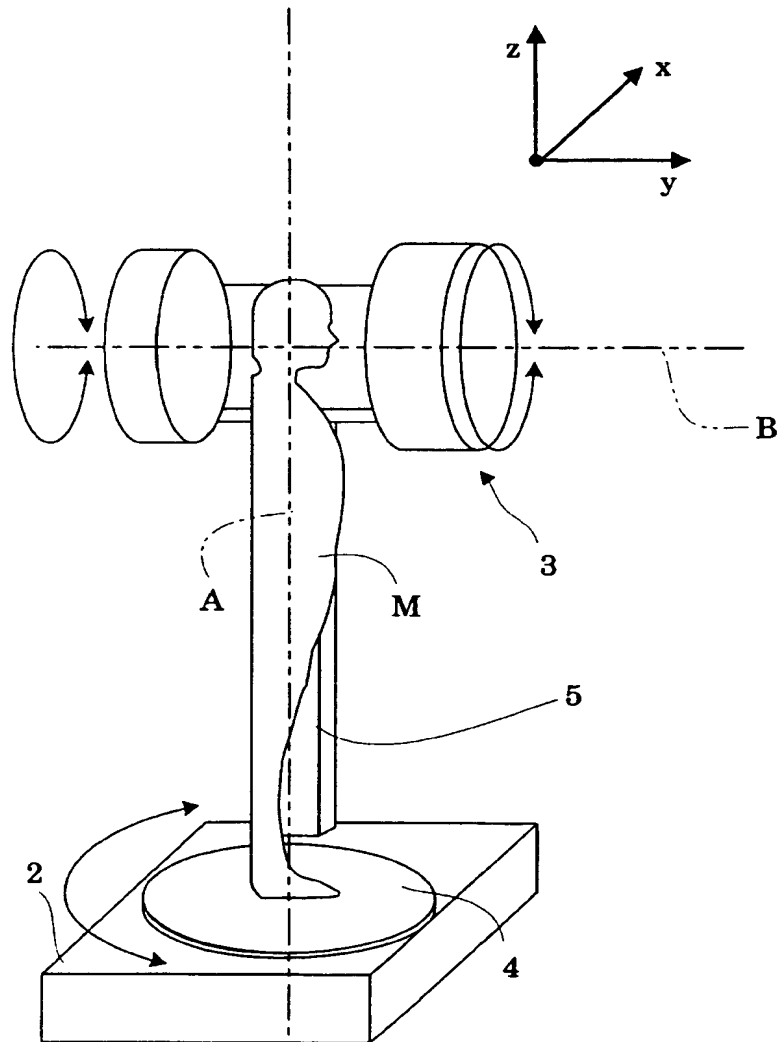
【図 2】



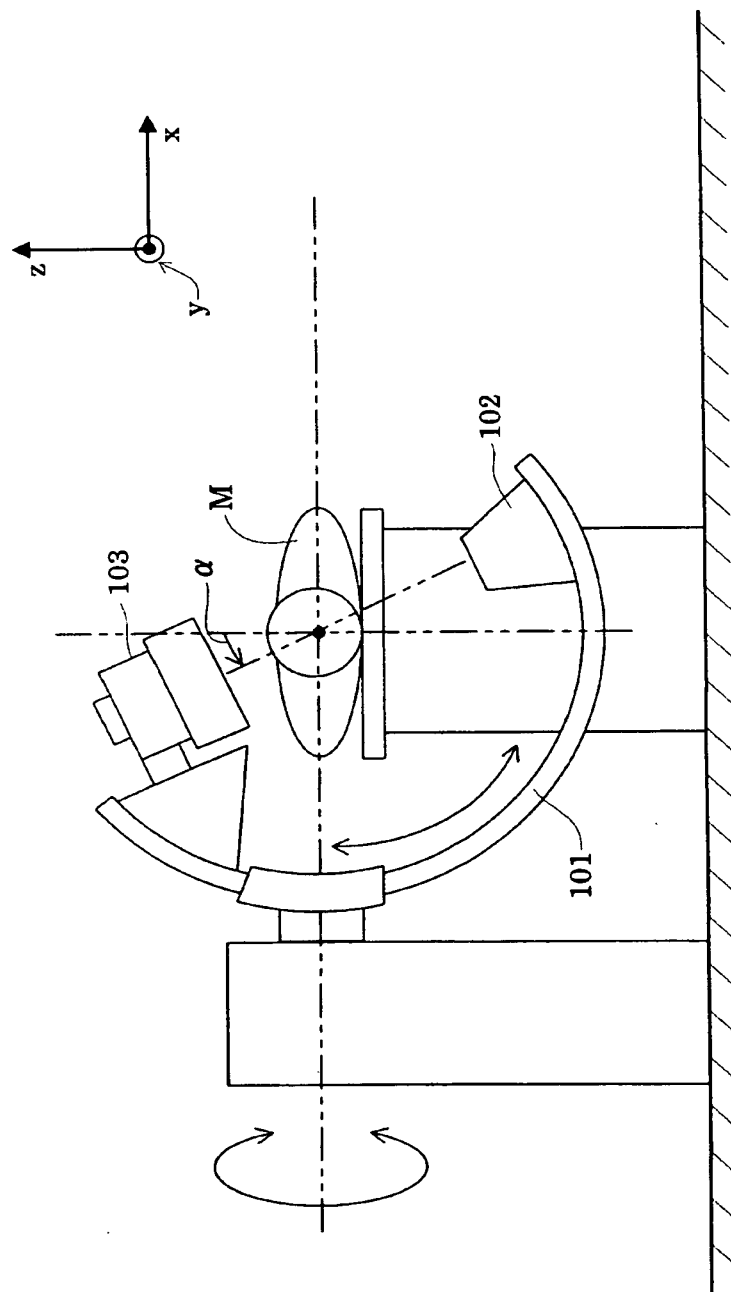
【図 3】



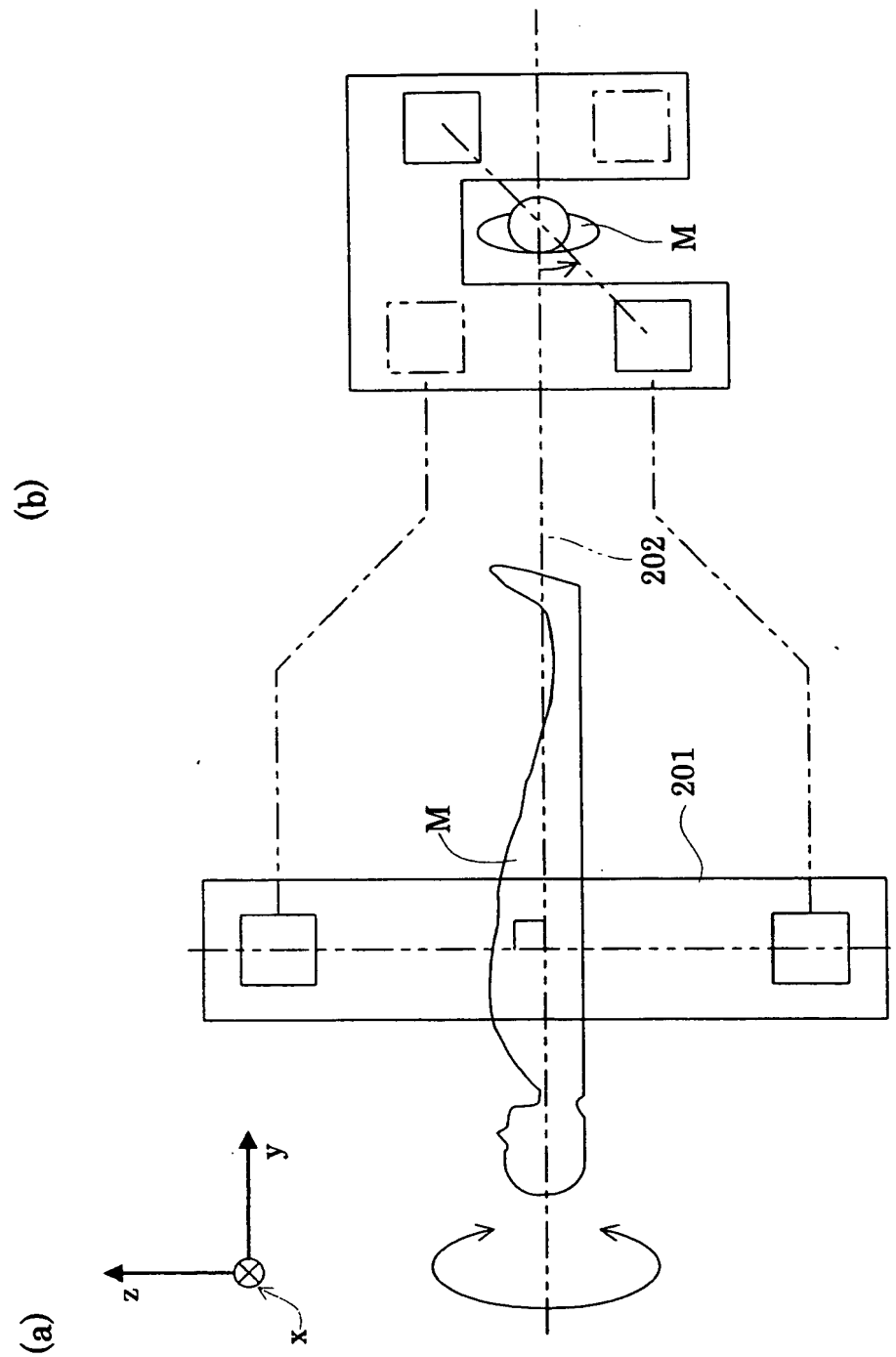
【図 4】



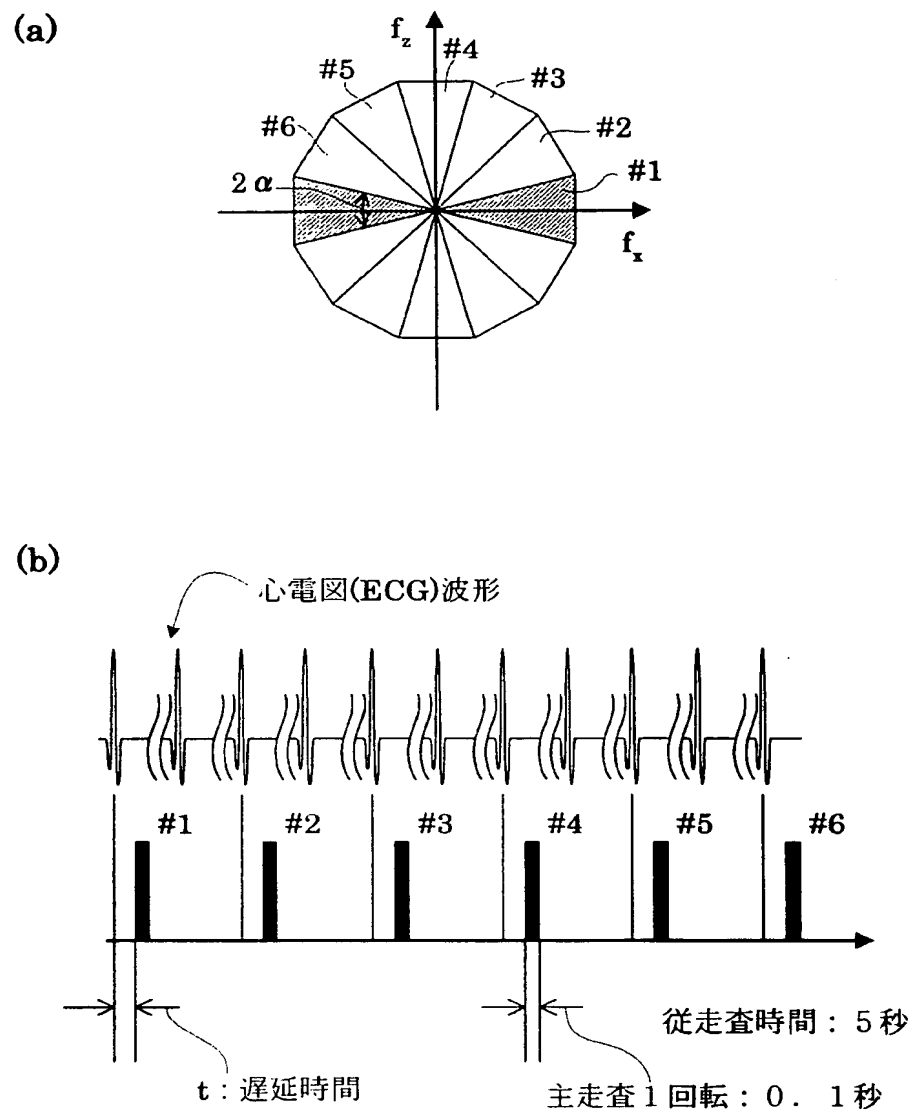
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高速な走査に加え、断層軸方向の分解能を向上させ、等方空間分解能の3次元断層画像を取得することができる断層撮影装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 走査フレーム3には、X線管フレームおよびフラットパネル型検出器（FPD）フレームが内蔵されており、X線管フレームはX線管を、FPDフレームは、FPDをそれぞれ囲むように構成されている。回転駆動モータによって各X線管フレーム、FPDフレームは断層軸Bの軸心周りにそれぞれ一体に回転することで、各フレーム上のX線管およびFPDが直接的に断層軸心周りに一体に回転（主走査）するので、主走査での高速な回転を実現することができる。また、断層軸Bに直交する走査中心軸Aの軸心周りに回転する回転テーブル4と、走査フレーム3とを、支持部材5を介して連結することで、X線管およびFPDが走査中心軸心周りに一体に回転（従走査）するので、従走査に主走査を加えることで、等方空間分解能の3次元断層画像を取得することができる。

【選択図】 図1

特願 2002-289869

出願人履歴情報

識別番号

[000001993]

1. 変更年月日

1990年 8月27日

[変更理由]

新規登録

住 所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

氏 名

株式会社島津製作所

2. 変更年月日

2003年 5月16日

[変更理由]

名称変更

住所変更

住 所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

氏 名

株式会社島津製作所